

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 01-214343

(43)Date of publication of application : 28.08.1989

(51)Int.Cl.

A61B 6/03

A61N 5/10

(21)Application number : 63-038965

(71)Applicant : NEC CORP

(22)Date of filing : 22.02.1988

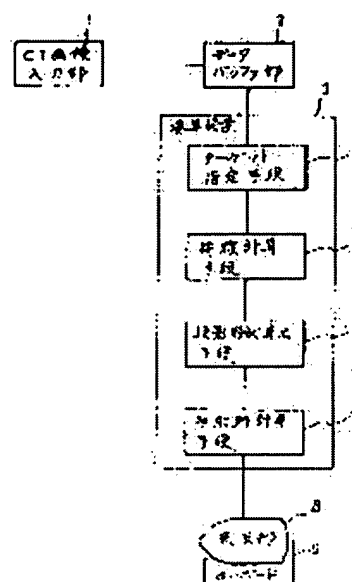
(72)Inventor : OTA HIROSHI

(54) CT IMAGE APPLYING TYPE TREATMENT PLANNING APPARATUS

(57)Abstract:

PURPOSE: To determine an accurate radiation field by determining the three-dimensional shape of the radiation field by indicating a target to each CT image using a large number of CT images sliced in a predetermined thickness and calculating the tangential line from a dotted line source with respect to each target and calculating the projection shape of the target on a special plane to calculate the radiation field.

CONSTITUTION: With respect to all of the CT images inputted from a CT image input part 1 and stored in a data buffer part 2, targets are inputted by a target indication means 4. The calculation of planning data becoming necessary at the time of positioning of radiation treatment is performed by an operation apparatus 3. A projection shape calculation means 6 calculates the intersecting point of the tangential line calculated by a tangential line calculation means 5 and the plane (special plane) containing the center of rotation of a radiation treatment machine and vertical to the center axis of radiation beam and forms an image, which is obtained by projecting a tumor from a radiation dose position of radiation beam in the tangential direction, on the special plane. On the basis of the projection image calculated by the projection shape calculation means 6, a radiation field having to perform radiation treatment is accurately calculated by a radiation field calculation means 7.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A) 平1-214343

⑬ Int. Cl. *

A 61 B 6/03
A 61 N 5/10

識別記号

3 7 7

庁内整理番号

7232-4C
J-7831-4C

⑭ 公開 平成1年(1989)8月28日

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全5頁)

⑮ 発明の名称 C T画像活用型治療計画装置

⑯ 特 願 昭63-38965

⑰ 出 願 昭63(1988)2月22日

⑱ 発 明 者 太 田 宏 東京都港区芝5丁目33番1号 日本電気株式会社内

⑲ 出 願 人 日本電気株式会社 東京都港区芝5丁目33番1号

⑳ 代 理 人 弁理士 山川 政樹 外2名

明 細 書

1. 発明の名称

C T画像活用型治療計画装置

2. 特許請求の範囲

所定厚さにスライスされた複数のC T画像を入力するC T画像入力部と、

入力されたC T画像を格納するデータバッファ部と、

データバッファ部のC T画像に対して治療対象となる任意形状を各C T画像毎に指定しターゲットとして登録するターゲット指定手段と、

点線源とみなされた放射線治療機の線源からC T画像上のターゲットについての接線を求める接線計算手段と、

前記放射線治療機の回転中心軸を含み且つ点線源から照射される放射線のビーム中心軸に垂直な平面において、前記接線との交点を求めターゲットの投影形状を算出する投影形状算出手段と、

前記投影形状を含む実際の放射線治療用の照射野を算出する照射野計算手段とを設けたことを特

徴とするC T画像活用型治療計画装置。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は所定厚さにスライスされたC T画像を多数用いて放射線治療における照射野を決定するC T画像活用型治療計画装置に関する。

〔従来の技術〕

従来、この種の放射線治療計画装置において放射線治療領域の決定は次の2方法により行っていた。第1は1枚のC T画像を利用して治療対象とする任意形状(以下、ターゲットと称す)を入力し、照射野をマニュアルで指定する方法、第2は多数の所定スライス厚のC T画像を利用して各C T画像上に各々ターゲットを入力して、放射線治療機の線源を実際は点線源であるが計算上線源とみなして各C T画像のターゲットの投影形状を求め照射野を決定する方法である。

〔発明が解決しようとする課題〕

上述した従来の放射線治療計画装置における放射線治療領域の決定方法では、前者の場合は1枚

のCT画像より照射野を決定しているため全体の立体的形状を把握できず照射野があいまいとなるという欠点があり、後者の場合は放射線治療機の線源を線線源とみなしているため、各CT画像のスライスされた面の延長上にあたかも線源があるものとして、擬似的な照射野を算出しているため線源を実際の点線源として算出する場合と比較して著しく不正確な照射野となるという欠点があった。

〔課題を解決するための手段〕

本発明は所定厚さにスライスされた複数のCT画像を入力するCT画像入力部と、入力されたCT画像を格納するデータバッファ部と、データバッファ部のCT画像に対して治療対象となる任意形状を各CT画像毎に指定しターゲットとして登録するターゲット指定手段と、点線源とみなされた放射線治療機の線源からCT画像上のターゲットについての接線を求める接線計算手段と、放射線治療機の回転中心軸を含み且つ点線源から照射される放射線のビーム中心軸に垂直な平面において、

するデータバッファ部、4はデータバッファ部のCT画像に対して治療対象となる任意形状を指定しターゲットとして登録するターゲット指定手段である。5は点線源とみなされた放射線治療機の線源から指定されたターゲットについての接線を計算する接線計算手段、6は放射線治療機の回転中心軸を含み且つ点線源から照射される放射線のビーム中心軸に垂直な平面において、前記接線との交点を求めターゲットの投影形状を算出する投影形状算出手段、7は投影形状を含む実際の放射線治療用の照射野を算出する照射野計算手段、8はターゲット指定手段4において使用するCT画像を表示し、且つ実際の放射線治療用照射野の算出結果を表示する表示部、9はキーボードである。

なお、3はターゲット指定手段4、接線計算手段5、投影形状算出手段6、照射野計算手段7から成る演算装置であり、ターゲット指定手段4で指定されたターゲットの記憶を行う。

この場合のCT画像は、治療対象患者体内の任意範囲に位置する癌等の悪性腫瘍をはさむような

前記接線との交点を求めターゲットの投影形状を算出する投影形状算出手段と、投影形状を含む実際の放射線治療用の照射野を算出する照射野計算手段とを設けたものである。

〔作用〕

本発明は、多数のスライスされたCT画像を用いて各CT画像にターゲットを指定し、各ターゲットについて点線源からの接線を求め、特殊平面上にターゲットの投影形状を求めて照射野を算出するので、正確な照射野を求めることができる。

〔実施例〕

次に本発明について図面を参照して説明する。

第1図は本発明の一実施例を示すブロック図である。

図において、1は所定厚さにスライスされた複数のCT画像を入力するCT画像入力部である。CT画像の入力手段としてはCT装置とオンライン接続して入力するか又は磁気テープ、フロッピーディスク等の媒体によりCT画像を転送する方法がある。次に、2は入力されたCT画像を格納

範囲を所望の厚さでスライスした多数のCT画像のことをいう。このCT画像におけるスライス位置は通常、体軸を足から頭にかけてZ軸とした場合、Z軸値に関連付けて表される。Z=0の位置はほぼ腫瘍中心を通る位置に決められるが、別に他の位置に決定しても治療計画に差し支えはない。この場合は腫瘍中心をZ=0とした相対座標とする。

次に、本実施例の動作について説明する。

まず、CT画像入力部1より入力され、データバッファ2に格納されたCT画像についてターゲット指定手段4によりCT画像全てについてターゲットを入力する。以下、放射線治療の位置決めの際に必要なとなる計画データの算出が演算装置3により行われる。

計画データの算出では、まず放射線治療機のガントリ回転中心位置、ガントリ回転角度を決定し、次に患者を所定位置に設置した場合の治療台における3次元的位置関係を決定する。このガントリ回転中心、ガントリ回転角度を決定した後、放

射線治療機の放射線ビームが腫瘍患部を正確に照射するように治療用照射野の形状を定める。

この照射野の形状は放射線治療機の線源を点線源として、腫瘍患部に対して接線方向の線分を多数引くことにより全体として腫瘍領域を包絡する治療領域を求めることができる。この接線を求めるのが接線計算手段5であり、Z軸方向に垂直にスライスされた多数のCT画像の各ターゲットに対して放射線ビームの線源位置から各々接線を引き接線の3次元空間における線分式を計算により求める。

次に投影形状算出手段6は接線計算手段5により求められた接線と、放射線治療機回転中心を含み放射線ビーム中心軸に垂直な平面(以下、特殊平面と称す)との交点を求め、放射線ビームの線源位置から腫瘍を接線方向に投影した画像を特殊平面に形成する。この場合、CT画像は所定間隔により採取されたものであるため腫瘍形状として入力されたターゲットは実際の腫瘍形状を離散的に代表した形状となる。このため、例えば2枚の

に対して引いた接線、23は放射線ビーム中心軸24に垂直でガントリ回転中心軸14を含んだ特殊平面、25、26、27、28は接線19、20、21、22と特殊平面23との交点、29、30は点15からターゲット12aに対して引いた接線、31、32は点15からターゲット13aに対して引いた接線、33、34は接線29、30と特殊平面23との交点、35、36は接線31、32と特殊平面23との交点である。従来は線源18上の点17、18からターゲット12a、13aへ引いた接線19、20、21、22と特殊平面23との交点25、26、27、28を結ぶ直線の範囲を照射野として決定していたが、実際には点線源15から引いた接線29、30、31、32の特殊平面23との交点33、34、35、36を結んだ直線の範囲が真の照射野となり、従来の照射野と真の照射野とは相違する形状となる。

次にこの従来の照射野および真の照射野の形状について第3図により詳細に説明する。(a)図はCT

CT画像間に存在する腫瘍形状はその画像間隔に於いて補間することにより擬似的に傾推される。

そして、投影形状算出手段6により求められた投影画像に基づいて照射野計算手段7において放射線治療を行うべき照射野を正確に計算する。

次にCT画像の斜視図を第2図に示す。

図において、所定厚さでスライスされた2枚のCT画像10、11は各画にターゲット12、13を含んでいる。また、CT画像10、11の内、一般に治療計画装置で扱うCT画像は所定厚のスライスの中心を通る中心CT画像10a、11aであり、これに伴いターゲットは中心CT画像10a、11a上の12a、13aとなる。14はガントリ回転中心軸、15は任意ガントリ回転角度における放射線治療機の放射線ビームの点線源位置、16は点線源位置15を含み、ガントリ回転中心軸14と平行な線線源軸、17、18はCT画像において線線源軸16と交叉する点である。19、20は点17からターゲット12aに対して引いた接線、21、22は点18からターゲット13a

画像40~46についての側面断面図である。(b)図は特殊平面23上における点線源15、線線源16による照射野を示す図である。

図において、ガントリ回転中心軸14上にはスライスされたCT画像40~46が存在し、そのZ軸方向のスライス位置は各々Z=-6,-4,-2,0,2,4,6である。CT画像40~46上に各々指定されたターゲット40T~46Tは特殊平面23上の無限遠からながめた場合の側面像として表現されている。放射線ビームの源を線線源軸16とした従来の場合に、軸16からターゲット40T~46Tに引いた接線と特殊平面23の交点47~60から照射野を以下の様に求める。

照射野はターゲット毎に矩形形状(属性領域)を求めて、その属性領域の総和を照射野91とする。各ターゲットにおける矩形形状の属性領域は、まず任意の隣接する2つのCT画像においてその2CT画像の中心軸aを引き、次に、その中心軸aについて交点47~60を基準にその左側領域である場合には左側に隣接するCT画像のターゲ

ツトの高さとし、右側領域は右側のCT画像の高さとする。これは各CT画像の中心軸 α に対して各交点47～60から垂線を下した場合の矩形形状と同一である。この矩形形状が属性領域であり、これらの総和が照射野91となる。この照射野91の各矩形形状の最右端および最左端は2CT画像中心から交点47～60の位置をCT画像の間隔の $1/2$ ピッチ分左右に拡大した形状となるように設定されている。

次に本実施例における線源を点線源15とした場合の照射野について説明する。

まず点線源15からターゲット40T～46Tに引いた接線と特殊平面23の交点50, 57, 61～63, 64～66, 67～69, 70～72を求め、次に各CT画像における属性領域を求める。例えばCT画像40の場合では点80, 81, 82, 83により囲まれる矩形形状の領域を属性領域とする。このように各CT画像について属性領域を求め、その属性領域の総和を照射野90とする。なお、点80, 81の中心点および点82,

83の中心点を結ぶ軸は点線源15からCT画像の輪切り最外周線である論理輪郭線84との接線を引いた場合の特殊平面23との交点61, 67を結ぶ線と一致する。この交点61は点80, 81を結ぶ線上にあり、交点67は点82, 83を結ぶ線上にある。ここで点80, 82はCT画像間の中心点から左右に論理輪郭線84と特殊平面23との交点を結んで求められる投影スライスピッチPの $1/2$ の位置分拡張した点となる。

このように従来の照射野91は本実施例による真の照射野90に比べ範囲も狭く且つ位置もずれていることが明らかであり、線源を線線源とした従来の場合では不正確な照射野となるが、線源を点源とした本実施例においては正確な照射野を計算することができる。

〔発明の効果〕

本発明は多数の所定厚さにスライスされたCT画像を用いて、各CT画像にターゲットを指定し、各ターゲットについて点線源からの接線を求め、特殊平面上にターゲットの投影形状を求め照射野

を算出するようにしているので、照射野の立体的な形状を把握し且つ従来のように線源を線線源とした場合の不正確な照射野ではなく、正確な照射野の決定を行うことができるという効果がある。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の一実施例を示すブロック図、

第2図はCT画像の斜視図、

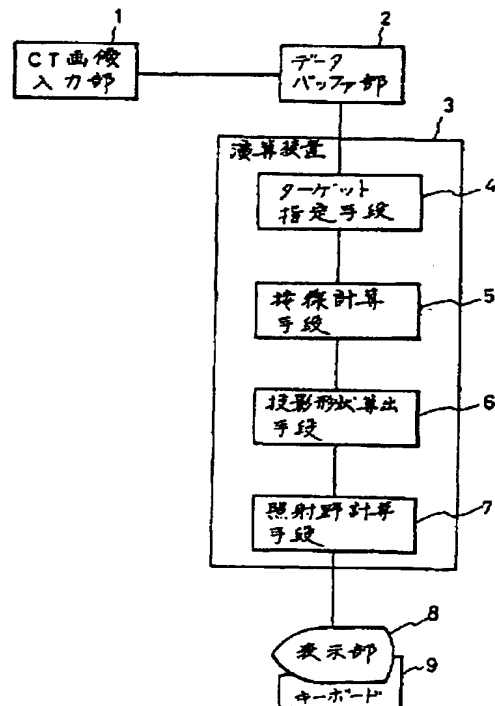
第3図は従来の照射野および補正後の真の照射野を示す断面図である。

1・・・CT画像入力部、2・・・データバッファ、3・・・演算装置、4・・・ターゲット指定手段、5・・・接線計算手段、6・・・投影形状算出手段、7・・・照射野計算手段、8・・・表示部、9・・・キーボード。

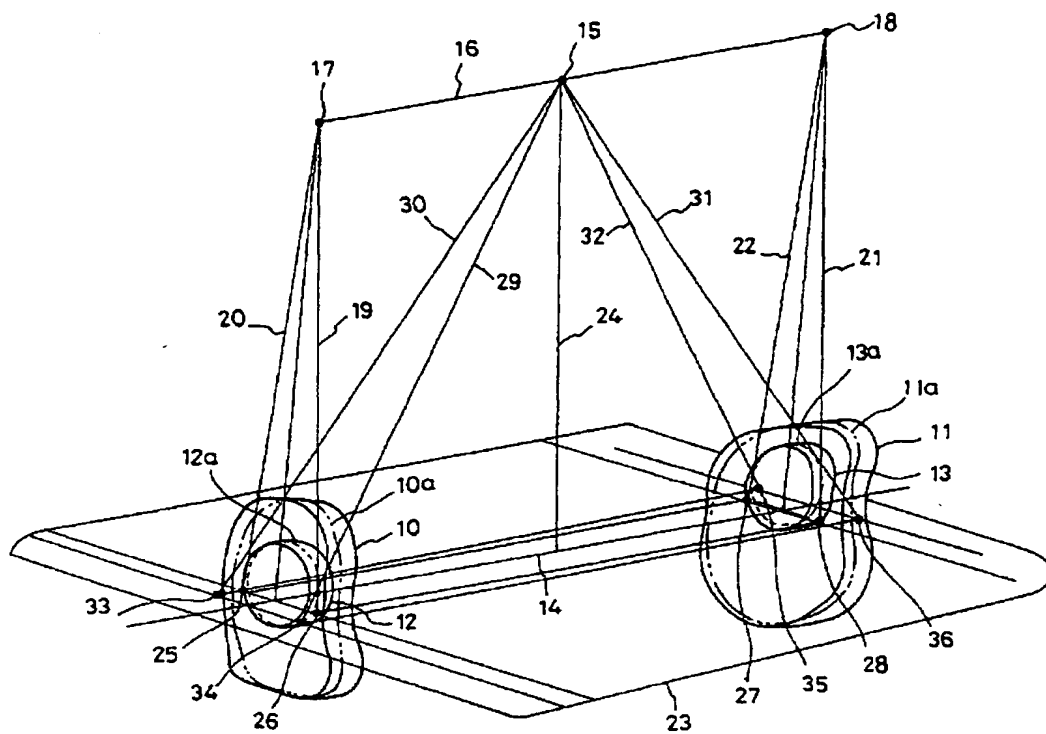
特許出願人 日本電気株式会社

代理人 山川 政 樹(ほか2名)

第1図



第 2 図



因 三 城

